



## PCT

(71) 国際特許分類: A61B 8/00

(21) 国際出願番号: PCT/JP2004/002667

(22) 国際出願日: 2004 年 3 月 3 日 (03.03.2004)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:  
特願2003-100774 2003 年 4 月 3 日 (03.04.2003) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 松下電  
器産業株式会社 (MATSUSHITA ELECTRIC INDUS-  
TRIAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大  
字門真 1 0 0 6 番地 Osaka (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 加藤 真 (KATO,  
Makoto). 橋本 雅彦 (HASHIMOTO, Masahiko).

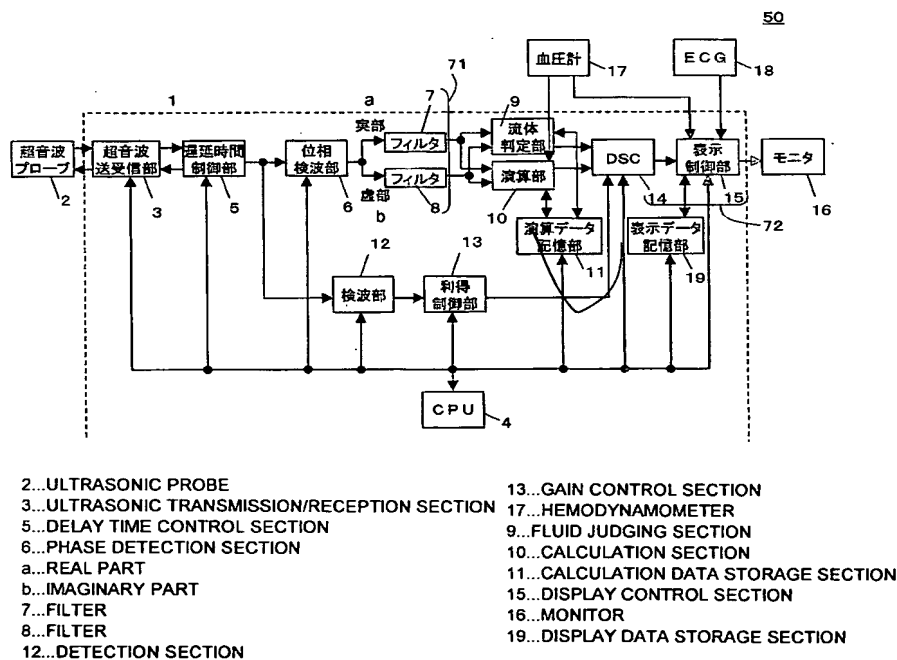
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC,

〔統葉有〕

**(54) Title:** ULTRASONOGRAPH AND METHOD FOR CONTROLLING ULTRASONOGRAPH

(54) 発明の名称: 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法



**(57) Abstract:** An ultrasonograph comprising an ultrasonic probe driving section (2), a receiving section (5) for amplifying the reflected ultrasonic wave, a phase detecting section (6) for phase-detecting the reflected ultrasonic wave, a moving speed calculating section (10) for determining the moving speeds of the object to be measured at a plurality of points on the object from the phase-detected signal, a calculation section (10) for

〔統葉有〕

**BEST AVAILABLE COPY**



NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

determining the amount of expansion/contraction between each pair of points from the moving speeds and/or the elastic modulus, a fluid judging section (9) for judging a fluid portion inside the object from the phase-detected signal, and an image data creating section (72) for creating image data for displaying a two-dimensional image showing the amount of expansion/contraction and/or the elastic modulus of the object in a region other than the fluid portion by using the information generated by the fluid judging section.

(57) 要約: 超音波診断装置は、超音波プローブ駆動部2と、超音波反射波を増幅する受信部5と、超音波反射波を位相検波する位相検波部6と、測定対象物の複数の測定対象位置における測定対象物の運動速度を位相検波された信号からそれぞれ求める運動速度演算部10と、運動速度から測定対象物の各測定対象位置間における伸縮量および/または弾性率を求める演算部10と、位相検波された信号に基づいて、測定対象物中における流体部分を判定する流体判定部9と、流体判定部が判定した情報を用い、流体部分以外の領域において測定対象物の伸縮量および/または弾性率を2次元で画像表示するための画像データを生成する画像データ生成部72とを備える。

## 明 細 書

### 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

#### 5 技術分野

本発明は、超音波診断装置に関し、特に生体内の組織の性状診断を行うための超音波診断装置およびその制御方法に関する。

#### 背景技術

10 近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う人々が増加してきており、このような疾病の予防および治療を行うことが大きな課題となっている。

心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈の硬化が深く関係している。具体的には、動脈壁に粥腫が形成されたり、高血圧等の種々の要因  
15 によって動脈の新しい細胞が作られなくなったりすると、動脈は弾力性を失い、硬く、脆くなる。そして、粥腫が形成された部分において血管が閉塞したり、粥腫を覆う血管組織が破裂することにより粥腫が血管内へ流出し、別の部分において動脈を閉塞させたり、動脈が硬化した部分が破裂したりすることによって、これらの疾病が  
20 引き起こされる。このため、動脈硬化を診断することがこれらの疾病予防や治療には重要となる。

従来より、動脈が硬化しているかどうかは、血管カテーテルを用いて血管内部の様子を直接観察することによって診断されていた。しかし、この診断には、血管カテーテルを血管に挿入する必要があるため、患者への負担が大きいという問題があった。このため、血  
25

管カテーテルによる観察は、動脈が硬化していることが確かである患者に対して、その場所を特定するために用いられ、例えば、健康管理のための検査として、この方法が用いられることはなかった。

動脈硬化の一因であるコレステロール値を測定したり、血圧値を測定したりすることは、患者への負担が少なく、容易に行うことのできる検査である。しかし、これらの値は、動脈が硬化している度合いを直接示すものではない。

また、動脈硬化の治療薬を動脈の硬化が余り進行していない患者に対して投与することができれば、動脈硬化の治療に効果を発揮する。しかし、動脈硬化が進行してしまうと、治療薬によって動脈の硬化を抑制することはできても、硬化した動脈を完全に回復させることは難しいと言われている。

こうした理由から、患者への負担が少なく、動脈の硬化が進行する前に動脈の硬化の度合いを診断する診断方法あるいは診断装置が求められている。

患者への負担が少ない医療診断装置としては、超音波診断装置が従来より知られている。超音波診断装置を用いて超音波を体外から照射することによって、患者に苦痛を与えることなく、体内の形状情報、運動情報あるいは質情報を得ることができる。

特に超音波による計測を行えば、測定対象物の運動情報が得られるため、変位量から、測定対象物の弾性率を求めることができる。つまり、生体内の血管の弾性率を求めることができ、動脈の硬化の度合いを直接知ることが可能となる。また、患者に超音波プローブをあてるだけで測定できるため、患者への負担も少ない。このため、超音波診断装置を用いれば、動脈硬化の正確な診断も可能であるし、

予防のための検診を被験者に対して負担を与える場合がなく行うことが期待される。

しかし、従来より用いられている超音波診断装置は、例えば胎児の形状を観察したり、胎児の心音を聴診したりする超音波診断装置に代表されるように、形状情報や運動情報の分解能はそれほど高くない。このため、従来の超音波診断装置を用いて、心拍に合わせて収縮する動脈の弾性率を求めることは不可能であった。例えば、日本特許公開公報特開昭62-266040号公報に示されているもののように、測定対象の変位量計測が十分ではないものが多かった。

近年、エレクトロニクス技術の進歩によって、超音波診断装置の測定精度を飛躍的に向上させることも可能になってきた。これに伴って、生体組織の微小運動を計測する超音波診断装置の開発が進んでいる。例えば、特許文献2は、検波信号の振幅および位相の両方を用い、制約付最小二乗法によって対象の瞬時の位置を決定し、高精度な位相のトラッキングを実現する超音波振動装置を開示している。この装置は、拍動により大きく動いている組織上の微小振動を計測することができる。特許文献2によれば、振幅が10mm以上ある拍動に伴う大振幅変位運動上の数百Hzまでの微小振動を拍動が10回程度繰り返されても十分再現よく計測することができる。

特開平10-5226号公報の装置は、数百Hzまでの高い周波数成分を再現性よく計測でき、超音波ビームを収束させることによって心筋や動脈壁上の直径1～2mm程度の領域の弾性特性を得ることができる。また、一心拍中、あらゆる時相の成分の超音波信号が得られ、その信号の周波数スペクトル解析が可能である等の優れた特徴を備えていると報告されている。

したがって、この公報の技術を用いた超音診断装置によれば、たとえば、健康診断などにおいて、被験者に負担を与えることなく、経時的に動脈硬化の進行度合いを調べ、動脈硬化による疾病を予防することが可能となると期待される。また、動脈の微小領域における弾性特性を測定することによって、血管破裂が生じ易い部位を特定し、その部位を治療することが可能になると期待される。

超音波により計測された生体組織の運動情報は、従来より、モニタなどの画像表示装置を用いて二次元マッピングをおこなうことによって可視化される。たとえば、超音波受信信号を振幅強度に応じて輝度変調することによって描いた直線を超音波ビームの走査につれて画像に書き込み、二次元の生体の断層像をリアルタイムで表示する方法が広く用いられている。この方法はBモード法と呼ばれ、臓器などの生体組織の差異が、その動きおよび適当な輝度の差異によって表示される。このため、たとえば、胎児の形状を観察したり、胆石を発見したりすることが可能であり、形状情報や運動情報の分解能がそれほど高くない従来の超音波診断装置では、このような画像表示がその診断の目的に合致していた。

しかしながら、特開平10-5226号公報に開示された技術などを用いる高分解能の超音波診断装置の場合、血管壁の弾性特性などの運動情報を1～2mmの分解能で計測することが可能であるため、心臓の鼓動にともなって、血管の内部を血液が移動し、血管壁が伸縮運動を行う様子が血管壁近傍の運動状態として計測される。この時、画像表示される弾性特性は、計測したい血管壁の弾性特性に加えて、血管内部の血液の弾性特性が示されてしまう。その結果、血管壁と血液の境界が不明瞭となり、血管壁の弾性特性を正確に評

価することが困難となる。特に、このような表示を利用して、血管壁において弾性特性の異なる領域を見つけ、動脈硬化が生じている部分を特定することは非常に困難となる。

## 5 発明の開示

本発明の目的はこのような問題を解決し、流体部分を測定対象物が含んでいても流体部分に隣接した領域の伸縮量や弾性率を見やすく画像表示することのできる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法を提供する。

10 本発明の超音波診断装置は、流体が移動している流体部分を含む測定対象物へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する超音波プローブ駆動部と、前記超音波送信波が前記測定対象物において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅する受信部と、前記超音波反射波を位相  
15 検波する位相検波部と、前記測定対象物の複数の測定対象位置における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求め、前記運動速度から、前記測定対象物の各測定対象位置間における伸縮量および／または弾性率を求める演算部と、前記位相検波された信号に基づいて、前記測定対象物中における流体部分を  
20 判定する流体判定部と、前記流体判定部が判定した情報を用い、前記流体部分以外の領域において前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を2次元で画像表示するための画像データを生成する画像データ生成部とを備える。

ある好ましい実施形態において、前記流体判定部は、ドプラ法に  
25 よって前記流体部分を判定する。

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記位相検波された信号を所定の値よりも高い周波数成分および前記所定の値以下の周波数成分に分離し、分離した周波数成分の信号を選択的に前記流体判定部および前記演算部へ入力するフィルタ部をさらに備える。

ある好ましい実施形態において、前記超音波プローブ駆動部は、前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を求めるのに適した第1の駆動パルスと、前記ドプラ法により流体部分を判定するのに適した第2の駆動パルスとを生成し、前記演算部は前記第1の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記伸縮量および／または弾性率を求め、前記流体判定部は、前記第2の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記流体部分を判定する

ある好ましい実施形態において、前記画像データ生成部は、前記各測定対象位置間における伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第1の画像と、前記流体部分を所定の色で表示し、前記流体部分以外の領域を無色透明で表示した第2の画像とを合成した画像データを生成する。

ある好ましい実施形態において、前記画像データ生成部は、前記流体部分に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率を所定の色または無色透明で示し、前記流体部分以外の領域に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第3の画像を含む画像データを生成する。

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記超音波反射波を包絡線検波する包絡線検波部と、包絡線検波された信号を対数増幅する増幅部とをさらに備え、前記画像データ生成部は、前記増幅部から得られる信号によって生成したBモード画像を前記第1および第2の画像または前記第3の画像と合成した画像データを生成する。

ある好ましい実施形態において、前記超音波プローブ駆動部は、Bモード画像を生成するのに適した第3の駆動パルスをさらに生成し、前記包絡線検波部は、前記第3の駆動パルスにより得られる超音波反射波を包絡線検波する。

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記画像データ生成部が出力する画像データに基づいて画像を表示する表示部をさらに備える。

また、本発明の超音波診断装置の制御方法は、超音波を送受信する送受信部と、受信した超音波を位相検波する位相検波部と、位相検波した超音波に基づいて伸縮量および／または弾性率を計算する演算部とを備えた超音波診断装置の制御方法であって、流体が移動している流体部分を含む測定対象物へ超音波を送信し、前記超音波が前記測定対象物において反射することにより得られる超音波反射波を受信するステップ（A）と、前記超音波反射波を位相検波するステップ（B）と、前記測定対象物の複数の測定対象位置における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求め、前記運動速度から、前記測定対象物の各測定対象位置間における伸縮量および／または弾性率を求めるステップ（C）と、前記位相検波された信号に基づいて、前記測定対象物中における流体部

分を判定するステップ（D）と、前記流体判定部が判定した情報を用い、前記流体部分以外の領域において前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を2次元で画像表示するための画像データを生成するステップ（E）とを包含する。

- 5       ある好ましい実施形態において、前記ステップ（D）においてドプラ法により前記流体部分を判定する。

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記位相検波された信号から所定の値よりも高い周波数成分および前記所定の値以下の周波数成分を分離するステップ（F）をさらに  
10       包含し、前記ステップ（C）を、前記分離された周波数成分の信号に基づいて実行する。

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（A）において、前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を求めるのに適した第1の駆動パルスと、前記ドプラ法により流体部分を判定するのに  
15       適した第2の駆動パルスとを前記測定対象物へ送信し、前記ステップ（C）において、前記第1の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記伸縮量および／または弾性率を求め、前記ステップ（D）において、前記第2の  
20       駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記流体部分を判定する。

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（E）は、前記伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第1の画像と、前記流体部分を所定の色彩で表示し、前記流体部分以外の領域を無色透明で表示した  
25       第2の画像とを合成した画像データを生成する。

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（E）は、前記流体部分に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率を所定の色彩または無色透明で示し、前記流体部分以外の領域に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第3の画像を含む画像データを生成する。

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記超音波反射波を包絡線検波し、包絡線検波された信号を対数増幅するステップ（G）をさらに包含し、前記ステップ（E）は、前記対数増幅された信号によるBモード画像と、前記第1および第2の画像または前記第3の画像とを合成した画像データを生成する。

ある好ましい実施形態において、前記ステップ（A）において、Bモード画像を生成するのに適した第3の駆動パルスをさらに生成し、前記ステップ（G）において、前記第3の駆動パルスにより得られる超音波反射波を包絡線検波する。

## 図面の簡単な説明

図1は、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態の構成を示すブロック図である。

図2は、超音波ビームと流体の移動方向との関係を説明する模式図である。

図3は、ドプラシフトを説明するための模式的なグラフである。

図4は、超音波ビームと流体の移動方向との関係を説明する他の模式図である。

図 5 は、生体の血管壁を伝播する超音波ビームを模式的に示している。

図 6 は、測定対象位置と弾性率を求める対象組織との関係を示す図である。

5 図 7 は、画像データ生成部における画像の合成を説明する図である。

図 8 は、画像データ生成部における画像の合成を説明する他の図である。

10 図 9 は、本発明による超音波診断装置によって、頸動脈を診断した場合の画像の一例を示す模式図である。

図 10 は、比較のために、頸動脈を診断した場合において流体部分の弾性率も示した画像の一例を示す模式図である。

図 11 は、本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態の構成を示すブロック図である。

15 図 12 は、図 11 に示す超音波診断装置で用いられる超音波駆動パルス列を説明する模式図である。

### 発明を実施するための最良の形態

20 本発明の超音波診断装置は測定対象物の各部の運動速度や各微小な領域における伸縮量および弾性率を測定する。測定対象物自体は移動しない。本発明の超音波診断装置は、特に生体の各部の弾性率を計測するのに適しており、空間分解能も高いため、血管壁の伸縮量や弾性率の計測に好適に用いることができる。以下、血管壁の伸縮量や弾性率を計測する場合を例にとり、本発明の超音波診断装置

25 を説明する。

本発明の超音波診断装置を用いて計測する血管壁近傍では、血管壁が血液の流れる流路を規定し、その流路に沿って血液が移動する。このため、血管壁近傍の伸縮量や弾性率を計測し、画像表示した場合、血管壁に隣接する血液の弾性特性が示され、血管壁と血液の境界が不明瞭となり、血管壁の弾性特性を正確に評価することが困難となる。

この問題を解決するため、本発明の超音波診断装置では、血管壁の運動特性を評価する際に、血液の運動特性を表示しないようにする。具体的には、測定対象物から得られる超音波反射波から、移動している血液である流体部分を判定し、測定対象物中の流体部分の特定または位置情報の取得を行う。そして、超音波の送受信によって得た血管壁近傍の運動特性を２次元マッピングし、画像表示するためのデータを作成する際、特定した流体部分の情報を利用し、流体部分では運動特性を表示しないようにする。

#### （第１の実施形態）

以下、本発明による超音波診断装置の第１の実施形態を概略的に説明する。図１は、超音波診断装置５０の構成を示すブロック図である。超音波診断装置５０は、超音波診断装置本体１と、超音波プロープ２と、モニタ１６とを備えている。また、血圧計１７とＥＣＧ（心電計）１８が超音波診断装置本体１へ接続されている。

超音波診断装置本体１は、超音波送受信部３、ＣＰＵ４、遅延時間制御部５、位相検波部６、およびフィルタ部７１を含む。

超音波プロープ２は超音波診断装置本体１の超音波送受信部３に接続されており、測定対象物である生体に対して超音波の送受信を行う。測定対象物は血管内部を流れる血液である流体部分を含んで

いる。超音波プローブ 2 は、アレイ状に配列された複数の超音波振動子（超音波振動子群）を有している。

超音波送受信部 3 は、電子部品等を用いて構成され、超音波プローブ駆動部となる超音波プローブ 2 を駆動する駆動回路と、超音波反射波を増幅する受信部となる受信回路を含む。超音波診断装置本体 1 全体の制御等を行う CPU 4 の制御にしたがって、超音波プローブ駆動回路は所定の駆動パルス信号を超音波プローブ 2 に与える。駆動パルスにより超音波プローブ 2 から送信される超音波送信波は、生体において反射し、生じた超音波反射波が超音波プローブ 2 で受信される。超音波プローブ 2 により受信された超音波反射波は、受信回路において増幅される。超音波送受信部 3 はまた A/D 変換回路を含み、受信回路において増幅された超音波反射波はデジタル信号に変換される。

遅延時間制御部 5 は超音波送受信部 3 に接続されており、超音波送受信部 3 から超音波プローブ 2 の超音波振動子群に与える駆動パルス信号の遅延時間を制御する。これにより、超音波プローブ 2 から送信される超音波送信波の超音波ビームの音響線の方法や焦点深度を変化させる。また、超音波プローブ 2 によって受信され、超音波送受信部 3 によって増幅された超音波反射波信号の遅延時間を制御することにより、受信される超音波の音響線の方法を変化させることができる。遅延時間制御部 5 の出力は位相検波部 6 に入力される。

以下において詳細に説明するように、超音波送受信部 3 によって送受信する超音波は、測定対象物の弾性率測定、ドプラ法による流体部分の判定および B モード画像表示に用いられる。このため、超

音波送受信部 3 および遅延時間制御部 5 は、これらのいずれの目的にも適した一種類の駆動パルスおよび走査方法で超音波の送受信を行う。特に、超音波診断装置 50 を用いて測定対象物の弾性率を求めることが重要であるので、弾性率測定に最も適した駆動パルス、遅延時間、および走査方法が選択されることが好ましい。

位相検波部 6 は、遅延時間制御部 5 で遅延制御された受信反射波信号を位相検波し、実部信号と虚部信号とに分離する。エイリアシングによる高周波成分を除去するために位相検波部 6 の出力部分に高周波成分を除去するフィルタを設けてもよい。遅延時間制御部 5 および位相検波部 6 はソフトウェアによって構成してもよいし、ハードウェアによって構成してもよい。分離された実部信号および虚部信号はフィルタ部 71 に入力される。フィルタ部 71 は、分離された実部信号を所定の値よりも高い周波数成分および所定の値以下の周波数成分に分離する第 1 のフィルタ 7 と、分離された虚部信号を所定の値よりも高い周波数成分および所定の値以下の周波数成分に分離する第 2 のフィルタ 8 とを含む。第 1 のフィルタ 7 および第 2 のフィルタ 8 は、DSP（デジタル・シグナル・プロセッサ）などにより構成され、遮断周波数あるいは通過帯域が異なるものの基本的に同じ機能を備える。

フィルタ部 71 の機能を図 2 および図 3 を参照してさらに説明する。図 2 は、本発明の超音波診断装置 50 を用いて測定対象物である生体 60 に超音波を送信する様子を模式的に示している。生体 60 は、血管壁 64 と、血管壁 64 により規定される流路を流れる血液である流体部分 61 と、血管以外の生体組織 62 とを含む。流体

は速度  $v_b$  で矢印方向に移動する。血管壁 64 は伸縮運動を行い、生体組織 62 はほとんど移動しない。

生体 60 の表面に超音波プローブ 2 を密着させ、超音波ビーム 63 が流体の進行方向に対して鋭角  $\theta$  をなして流体 61 の上流側に到達するよう超音波を測定対象物に対して送信する。この時、流体 61 において反射する超音波は、ドプラ効果により高周波側にシフトする。一方、血管壁 64 および生体組織 62 はほとんど移動しないため、ドプラ効果による周波数のシフトは小さい。このため、図 3 に示すように、流体 61 から得られる超音波反射波 65 は血管壁 64 および生体組織 62 から得られる超音波反射波 66 に比べて高周波側にシフトする。フィルタ部 71 において、受信した超音波反射波を周波数  $f_1$  より大きい周波数成分と周波数  $f_1$  以下の周波数成分とに分離すれば、受信した超音波反射波から流体 61 による信号成分を分離することができる。

流体 61 から得られる超音波反射波 65 と血管壁 64 および生体組織 62 から得られる超音波反射波 66 とが重なっていたり、分離が難しい場合には、遅延時間制御部 5 によって、流体 61 の進行方向に対する超音波ビーム 63 がなす角  $\theta$  を小さくする。これにより、流体 61 から得られる超音波反射のドプラシフトを大きくすることができる。また、図 4 に示すように、超音波ビーム 63 が出射する方向が異なるよう、超音波プローブ 2 の超音波振動子群をグループ分けしてもよい。

なお、流体 61 から得られる反射波がドプラシフトする方向は、流体 61 の進行方向に対する超音波ビーム 63 の方向に依存する。超音波ビーム 63 が流体 61 の下流側に到達し、流体の進行方向に

対して鈍角  $\theta$  をなすよう超音波を測定対象物に対して送信する場合  
には、流体 6 1 から得られる反射波は低周波数側に移動する。つま  
り、流体 6 1 から得られる超音波反射波 6 5 は血管壁 6 4 および生  
体組織 6 2 から得られる超音波反射波 6 6 に比べて低周波数側にシ  
フトする。

したがって、フィルタ部 7 1 の第 1 のフィルタ 7 は、位相検波部  
において分離された実部信号をドプラシフトが大きい信号成分とド  
プラシフトが小さい信号成分に分離し、第 2 のフィルタ 8 は、位相  
検波部において分離された虚部信号をドプラシフトが大きい信号成  
分とドプラシフトが小さい信号成分に分離する。

超音波診断装置本体 1 は、流体判定部 9、演算部 1 0、演算デー  
タ記憶部 1 1、画像データ生成部 7 2 および表示データ記憶部 1 9  
をさら含む。流体判定部 9、演算部 1 0、演算データ記憶部 1 1 お  
よび表示データ記憶部 1 9 はソフトウェアまたはハードウェアを用  
いて構成され、画像データ生成部 7 2 は電子部品を用いた回路によ  
り構成される。これらの構成により、位相検波した信号から測定対  
象領域内における流体部分の判定ならびに対象となる生体組織の運  
動速度および位置変位量を演算する。

具体的には、流体判定部 9 は、フィルタ部 7 1 の第 1 のフィルタ  
7 および第 2 のフィルタ 8 から位相検波部 6 において分離された実  
部信号および虚部信号のうちドプラシフトが大きい信号成分をそれ  
ぞれ受け取る。そして、一般的に用いられるドプラ法によって測定  
対象領域内における流体部分を判定し、少なくとも流体部分がどこ  
にあるかを判定する。たとえば、カラードプラ法を用いて測定対象  
領域の各位置における流速を求めてもよいし、パワードプラ法によ

る振幅情報に基づいて、測定対象領域内における流体部分を特定してもよい。求められた流体部分の位置情報は、画像データ生成部 7 2 へ送られる。

5 一方、演算部 1 0 は、フィルタ部 7 1 の第 1 のフィルタ 7 および第 2 のフィルタ 8 から位相検波部 6 において分離された実部信号および虚部信号のうちドプラシフトが小さい信号成分をそれぞれ受け取る。演算部 1 0 は、運動速度演算部と、位置演算部と、伸縮演算部と、弾性率演算部とを含む。演算部 1 0 の運動速度演算部は、受け取った信号に基づいて、複数の測定対象位置における生体組織の  
10 運動速度を求める。位置演算部は、運動速度を積分することにより位置変位量を求める。また、伸縮演算部は、求めた位置変位量から各測定対象位置間における生体組織の伸縮量を求める。さらに、弾性率演算部において、血圧計 1 7 から入力される最低血圧値および最高血圧値に関するデータを用いて対象となる組織の弾性率を求め  
15 る。演算部 1 0 の出力は画像データ生成部 7 2 に入力される。

演算データ記憶部 1 1 は、流体判定部 9 および演算部 1 0 へ入力される位相検波された信号、あるいは、流体判定部 9 において求められた流体部分の位置情報および演算部 1 0 で求められた運動速度、位置変位量、伸縮量または弾性率をそれぞれ流体判定部 9 および演  
20 算部 1 0 から受け取って記憶する。伸縮量または弾性率を演算データ記憶部 1 1 が記憶していなくても、位相検波された信号、運動速度、位置変位量などを再び流体判定部 9 および演算部 1 0 が読み込んで計算を行うことにより、流体部分の位置情報や複数の測定対象位置間の伸縮量や弾性率を求めることができる。

図 1 に示すように、超音波診断装置本体 1 は、さらに検波部 1 2 および利得制御部 1 3 を備えている。検波部 1 2 および利得制御部 1 3 は、測定対象領域の B モード画像を得るために、受信した反射波信号をその振幅強度に応じた輝度で変調する。具体的には、検波部 1 2 は遅延時間制御部 5 から出力される受信反射波信号を包絡線検波する。利得制御部 1 3 は検波した信号を対数増幅し、画像データ生成部 7 2 へ出力する。検波部 1 2 および利得制御部 1 3 はソフトウェアによって構成してもよいし、ハードウェアにより構成してもよい。

画像データ生成部 7 2 は、D S C (デジタル・スキャン・コンバータ) 1 4 および表示制御部 1 5 を含む。D S C 1 4 は、演算部 1 0 において求められた伸縮量および／または弾性率を二次元マッピングデータに変換する。また、流体判定部 9 から得られる少なくとも流体部分の位置情報を二次元画像に変換する。カラードプラ法を流体判定部 9 が採用している場合には、その流体が移動する方向およびその流速に基づいて彩色されたカラーフロー画像を生成してもよい。また、パワードプラ法を用いる場合にはその流速に応じた諧調 (輝度) 画像を生成してもよい。利得制御部 1 3 から出力される信号は B モード画像のデータに変換される。D S C 1 4 の出力は表示制御部 1 5 へ入力される。

表示制御部 1 5 は、D S C 1 4 から出力されるこれらの画像データを合成し、モニタ 1 6 に表示するための画像データに変換する。また、血圧計 1 7 から得られる最低血圧値および最高血圧値と E C G (心電計) 1 8 から得られる心電図の波形信号を受け取り、これらの信号を画像データに変換し、D S C 1 1 からの画像データに重

疊する。このとき、以下において詳しく説明するように、伸縮量および／または弾性率の二次元マッピングデータのうち、流体部分に位置するデータは、流体判定部 9 から得られる画像の流体部分の位置情報を利用して、時間の経過によっても変化しない所定の彩色で表示されるようにする。表示制御部 15 の出力はモニタ 16 に入力され、モニタ 16 はこれを表示する。表示制御部 15 の出力は表示データ記憶部 19 へも出力され、任意のタイミングにおける動画あるいは静止画を表示データ記憶部 19 に記憶させることができる。

次に、超音波診断装置 50 の動作を詳細に説明する。遅延時間制御部 5 により遅延時間が制御された複数の駆動パルス信号が超音波送受信部 3 から出力され、超音波プローブ 2 は、各駆動パルス信号を超音波送信波に変換し、生体へ送信する。生体組織によって反射して得られる超音波反射波は、超音波プローブ 2 で受信され、電気信号に変換される。超音波送受信部 3 において受信した受信反射波信号は、遅延時間制御部 5 を経て位相検波部 7 に入力される。遅延時間制御部 5 は、駆動パルス信号ごとに異なる偏向角度で超音波の送受信を行うことができるよう、各駆動パルス信号に異なる遅延時間データを設定する。

位相検波部 6 は、受信反射波信号を位相検波し、実部信号および虚部信号に分離する。フィルタ部 71 の第 1 のフィルタ 7 は、位相検波部において分離された実部信号をドプラシフトが大きい信号成分とドプラシフトが小さい信号成分に分離し、第 2 のフィルタ 8 は、位相検波部において分離された虚部信号をドプラシフトが大きい信号成分とドプラシフトが小さい信号成分に分離する。

ドプラシフトが大きい信号成分は流体判定部 9 へ入力され、ドプラ法によって測定対象領域内における流体部分を判定し、少なくとも流体部分の位置情報を求める。ドプラシフトが小さい信号成分は、演算部 10 へ入力される。

5        演算部 10 における組織の位置変位量の演算について、図 5 を用いて詳細に説明する。図 5 は、生体 60 を伝播する超音波ビーム 24 を模式的に示しており、図では血管壁 64 および血管以外の生体組織 62 が示されている。生体 60 の表面に配置された超音波プローブ 2 から送信した超音波送信波は、生体 60 中を進行する。超音波送信波は、ある有限の幅を持つ超音波ビーム 24 として生体 60  
10        中を伝播し、その過程において生体組織 62 および血管壁 64 によって反射または散乱した超音波の一部が超音波プローブ 2 へ戻り、超音波反射波として受信される。超音波反射波は時系列信号  $r(t)$  として検出され、超音波プローブ 2 に近い組織から得られる  
15        反射の時系列信号ほど、時間軸上で原点近くに位置する。超音波ビーム 24 の幅（ビーム径）は、遅延時間を変化させることにより制御することができる。

超音波ビームの中心軸である音響線 22 上に位置する血管壁 23  
中の複数の測定対象位置  $P_n$  ( $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_k \cdots P_n$ 、  
20         $n$  は 3 以上の自然数) は、ある一定間隔  $H$  で超音波プローブ 2 に近い順に  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_k \cdots P_n$  と配列している。生体 60 の表面を原点とする深さ方向の座標を  $Z_1$ 、 $Z_2$ 、 $Z_3$ 、 $Z_k$ 、 $\cdots Z_n$  とすると、測定対象位置  $P_k$  からの反射は、時間軸上で  $t_k = 2Z_k / c$  に位置することになる。ここで  $c$  は生体内での超音波の音速を示す。反射波信号  $r(t)$  を位相検波部 6 におい  
25

て位相検波し、検波した信号を実部信号および虚部信号に分離してフィルタ部 21 を通過させる。演算部 10 では、反射波信号  $r$

( $t$ ) と微小時間  $\Delta t$  後の反射波信号  $r(t + \Delta t)$  において振幅は変化せず、位相および反射位置のみが変化するという制約のもとで、反射波信号  $r(t)$  と  $r(t + \Delta t)$  との波形の整合誤差が最小となるよう最小二乗法によって位相差を求める。この位相差から、測定対象位置  $P_n$  の運動速度  $V_n(t)$  が求められ、さらにこれを積分することにより、位置変位量  $d_n(t)$  を求めることができる。

次に、これらの測定演算結果を用いた弾性率の演算・表示について、図 6 を用いて説明する。図 6 は、測定対象位置  $P_n$  と弾性率演算の対象組織  $T_n$  との関係を示す図である。対象組織  $T_k$  は、隣接する測定対象位置  $P_k$  と  $P_{k+1}$  とに挟まれた範囲に厚み  $H$  を有して位置している。 $n$  個の測定対象位置  $P_1 \cdots P_n$  からは  $(n - 1)$  個の対象組織  $T_1 \cdots T_{n-1}$  を設けることができる。

対象組織  $T_k$  の伸縮量である厚み変化量  $D_k(t)$  は、測定対象位置  $P_k$  と  $P_{k+1}$  の位置変位量  $d_k(t)$  と  $d_{k+1}(t)$  とから、 $D_k(t) = d_{k+1}(t) - d_k(t)$  として求められる。血管壁 64 の組織  $T_k$  の厚みの変化は、心拍による血圧の変化に応じて生じる。よって、対象組織  $T_k$  の厚み  $H$  (最低血圧時の値)、対象組織の厚み変化量  $D_k(t)$  の最大値  $D_{kmax}$ 、および最低血圧値と最高血圧値との差である脈圧  $B$  を用い、対象組織  $T_k$  の歪み率である弾性率  $\chi_k$  を  $\chi_k = (B \times H) / D_{kmax}$  により求めることができる。ここで、弾性率  $\chi_k$  は血管半径方向の弾性率である。そして、遅延時間を制御し、送受信する超音波の偏向角度を走査させることにより、血管壁 64 の任意の断面における弾性率を二

次元マッピング表示することができる。血管内の血流の脈動周期にともなって、最低血圧値および最高血圧値が更新されるので、弾性率  $\chi_k$  も更新される。したがって、弾性率はおおよそ脈動周期に一致するリアルタイムで更新される。

5       なお、血管壁には円周方向の弾性率も存在するので、血管壁の半径方向の弾性率に換えて、あるいは、血管壁の半径方向の弾性率とともに血管壁の円周方向における弾性率を求めてもよい。血管壁の弾性率を異なる方向において求めることによってより詳細に動脈硬化の診断を行うことが可能となる。

10       次に画像データ生成部 7 2 における画像データの生成を説明する。上述したように、画像データ生成部 7 2 の D S C 1 4 では、演算部 1 0 において求められた弾性率を二次元マッピングデータに変換する。弾性率に変えて伸縮量を表示するようにしてもよいし、弾性率および伸縮量を切り替えて表示するよう、両方の二次元マッピングデータを生

15       成してもよい。二次元マッピング表示では、弾性率の大きさにしたがって、輝度を分布させた色彩による諧調表示を行ったり、弾性率の大きさに色度を対応させた色度表示を行ったりすること

20       できる。たとえば弾性率の大きい箇所および小さい箇所をそれぞれ青色および赤色で表示し、弾性率がその中間の値である箇所は青色と赤色の中間色で表示することができる。色相の組み合わせは、ユーザが自由に選択できるようにしてもよい。

また、流体判定部 9 から得られる少なくとも流体部分の位置情報を二次元画像に変換する。上述したように流体部分をカラードプラ法により移動方向および流速に応じた色度表示してもよいし、パワ

25       ードプラ法により諧調表示してよい。利得制御部 1 3 から出力され

る信号はBモード画像に変換される。D S C 1 4 の出力は表示制御部 1 5 へ入力される。

表示制御部 1 5 は、これらの3つの画像を合成し、画像データを生成する。図7は、表示制御部 1 5 における画像の合成を模式的に示している。図7において、流体部分 7 5 b の位置情報を含む二次元画像データ 7 5 と、弾性率の二次元マッピングデータ 7 6 a を含む画像データ 7 6 と、Bモード画像データ 7 7 とが模式的に示されている。二次元画像データ 7 5 は流体部分 7 5 b とその他の部分 7 5 a とを含んでいる。流体判定部 9 において、各測定位置における流体の速度を求めている場合には、流体部分がその移動方向および速度の大きさに応じた諧調あるいは色度で表示するよう D S C 1 4 では画像データが生成される。しかし、表示制御部 1 5 は、この二次元画像データ 7 5 において、流体部分 7 5 b を黒色、あるいは、時間の経過によっても変化しない所定の色で表示し、その他の部分 7 5 a は無色透明で表示するよう、D S C 1 4 で生成した画像データに対して変換処理を施す。

弾性率の二次元マッピングデータ 7 6 a は上述したように、弾性率の大きさに応じた諧調あるいは色度で表示されている。Bモード画像 7 7 には血管壁 6 4 および血管壁 6 4 により規定される空間を移動する血液である流体部分 6 1 が示されている。

図7に示すように、これら3つの画像は測定対象物の位置が互いに対応するように表示制御部 1 5 において重畳され、画像データ 7 8 が生成される。このとき、弾性率の二次元マッピングデータ 7 6 a は血管壁 6 4 および流体部分 6 1 にまたがる領域に作製されているが、二次元画像データ 7 5 において、流体部分 7 5 b が黒色で示

されているため、二次元マッピングデータ 7 6 a の流体部分 7 5 b と重畳する部分 7 6 a' は黒色で表示される。つまり、流体部分 7 5 b に対応する位置をマスクすることにより、合成された画像データ 7 8 において、弾性率の表示が求められる血管壁 6 4 に位置する領域 7 6 a' ' にのみ弾性率に応じた諧調あるいは色度で表示される二次元マップが表示され、血管壁 6 4 に隣接する流体（血液） 6 1 部分 7 6 a' は黒色で表示される。このため、血管壁 6 4 の弾性特性が見やすくなり、血管壁 6 4 中弾性率が正常ではない部分を容易に見つけることができるようになる。また、血管の脈動により、血管壁 6 4 が移動あるいはシフトしても流体 6 1 部分は常に黒色で表示されるため、弾性率が正常ではない部分のシフトを目視によって容易に追跡することができる。

このように、本実施形態では、流体部分から得られるドブラシフトの大きい信号成分を除去し、残った信号成分を用いて得られる弾性率を単純に二次元マップで表示するのではなく、流体部分から得られるドブラシフトの大きい信号成分から流体部分の位置情報を求め、得られた位置情報から流体部分には弾性率を表示しないようにしている。位置情報を求めることにより、流体部分と流体部分ではない部分（血管壁）との境界をノイズなどの影響を受けずに明確にすることができ、弾性率が正しく求められる部分を明瞭に表示することができる。

なお、上述の画像データ生成部 7 2 では、流体判別部 9 のデータを利用してマスクを作製し、弾性率の二次元マッピングデータの一部のみを弾性率に応じた諧調あるいは色度で表示させていたが、流

体判別部 9 の位置情報を直接利用して、流体部分以外の領域において弾性率の二次元マッピングデータを作製してもよい。

たとえば図 8 に示すように、演算部 10 において求めた弾性率を D S C 1 4 において二次元マッピングする際、流体判別部 9 から得られた流体部分の位置情報を利用して、流体部分に対応する領域 7 6 a ' においては弾性率をマッピングしないで、流体部分以外の領域 7 6 a ' ' においてのみ弾性率をマッピングした画像データ 7 9 を作製する。あるいは流体部分に対応する領域 7 6 a ' は、黒色または無色透明で示すようにして、流体部分以外の領域 7 6 a ' ' においてのみ弾性率をマッピングした画像データ 7 9 を作製する。この画像データ 7 9 と B モード画像データ 7 7 とを合成すると、弾性率の表示が求められる血管壁 6 4 に位置する領域 7 6 a ' ' にのみ弾性率に応じた諧調あるいは色度で表示される画像データ 7 8 が得られる。この場合、流体部分 7 6 a ' に対応する領域は黒色または B モード画像が示される。このようにして生成した画像データ 7 8 をモニタ 1 6 に入力することにより、生体組織の各部の弾性率が見やすく表示される。

画像の表示は、生体に向けて超音波送信波を送信し、生体から反射する超音波反射波を受信することにより、測定データを収集しながら行ってもよい。これをリアルタイム表示モードという。または、測定データを収集後、演算データ記憶部 10 からデータを読み出して上述の手順により画像データ 7 8 を生成することにより、行ってもよい。これをオフライン表示モードという。超音波診断装置はリアルタイム表示モードおよびオフライン表示モードの両方を備えていてもよい。

ここで、「リアルタイム表示」とは、計測データを取得するために、生体に対して超音波プローブ2を当てて超音波の送受信を行っている間に、受信した超音波反射波に基づく画像を逐次表示することをいう。受信した超音波反射波が瞬時に演算され、超音波反射波の受信と実質的に同時に画像表示が行われてもよいし、演算に時間を要するため、受信から画像の表示までに数ミリ秒から数十ミリ秒程度のタイムラグが存在していてもかまわない。リアルタイム表示は、表示された画像に基づいて計測領域を移動させたり、目的としている部位を探索するために適している。したがって、上述の時間程度のタイムラグが存在する場合であっても、その期間、超音波プローブ2を生体に対して静止させておくことが可能である限り、

「リアルタイム表示」として機能することができる。また、超音波反射波の受信と画像表示とが上述の関係を満たす限り、超音波反射波に基づく種々の演算データがレジスタや一時記憶のためのメモリなどに記憶されてもかまわない。

また、リアルタイム表示モードおよびオフライン表示モードにおいて、弾性率を計算する単位面積を変化させてもよい。たとえば、リアルタイム表示モードにおいて生体組織の各部の弾性率を表示する場合には、弾性率を計算する単位面積を大きくすることにより空間分解能を低くし、オフライン表示モードにおいて生体組織の各部の弾性率を表示する場合には、弾性率を計算する単位面積を小さくすることにより空間分解能を高くしてもよい。このようにすることにより、リアルタイム表示モードでは、ノイズや超音波プローブと生体との接触状態の変化等の影響を受けにくい安定した画像表示を行うことができ、表示された画像に基づいて超音波プローブを移動

させることにより計測領域を移動させたり、目的としている部位を探索することが容易となる。また、被験者が不要な動作をしても、表示している画像が大きく変化しにくいいため、被験者に厳密な静止状態を強いる必要が無く、被験者に好ましくない緊張を与えることを避けることができる。

さらに、伸縮量や弾性率の空間分解能を低くすることにより、リアルタイム表示モードにおける画像表示のための計算量を低減させることができる。このため、超音波診断装置 50 の CPU 4 に要求される演算処理能力を低くすることができ、演算処理能力がさほど高くない安価な CPU 4 を超音波診断装置 50 に用いることが可能となる。これより、超音波診断装置のコストを低減させることができる。また、計算量が少なくすむため、超音波反射波の受信後速やかに画像表示をさせることが可能となり、タイムラグの少ないリアルタイム表示をおこなうこともできる。

なお、上記実施形態では超音波反射波信号から測定対象組織の運動速度および位置変位量を特許文献 2 に開示された方法によって求めている。しかし、たとえば RF 信号に対するゼロクロス点検出法、組織ドプラ法のような他の方法を用いて運動速度および位置変位量を求めてもよい。

また、深さ方向における計測エリアが狭い（短い）場合には、超音波の送信焦点深度および受信焦点深度の両方を固定しても、分解能の高い計測をおこなうことができる場合が多い。深さ方向における計測エリアが広い（長い）場合には、送信焦点深度を変えたり、受信時にダイナミックフォーカシングを行う等により分解能の高い像を得ることができる。

また、流体判定部 9 において、カラードプラ法やパワードプラ法によって、流体の移動速度や方向に関する情報を求め、D S C 1 4 において、流体部分の流速や移動方向を適切な色度表示または諧調表示によって画像データとして変換している場合には、B モード画像データにこれらの画像データを重畳させてモニタで表示することができるようにしてもよい。

以下、超音波診断装置 5 0 における画像表示の一例を説明する。図 9 は、超音波診断装置 5 0 を用いて頸動脈の検診を行った結果を表した画像の模式図である。この例では、頸動脈の血管壁の弾性率を計測し、血管壁中の微小な石灰化部位を探索する。血管壁の石灰化は典型的な動脈硬化である。

図 9 において、左半分および右半分に B モードによる生体の二次元断層画像 4 4、4 5 が示されている。二次元断層画像 4 4、4 5 は生体の頸動脈の長軸方向の断層図であり、二次元断層画像 4 4、4 5 において、血管前壁 3 4、血管後壁 3 6 およびそれらに挟まれた流体部分である血液 3 5 が示されている。超音波プローブ 2 (図 1) を生体に当てて、検診を開始すると、二次元断層画像 4 4、4 5 が得られる。また、二次元断層画像 4 4、4 5 を撮像するのに用いられた超音波ビームの音響線 3 3 (点線にて表示)、血管前壁 3 4 と血液 3 5 との境界を囲むマーカ 3 7 (2 本線にて表示)、検査領域 (Region Of Inspection、R O I と略す) 3 8 (四隅の位置を表示)、および検査領域 3 8 内を深さ方向に 7 等分する位置を示すマーカ 3 9 が二次元断層画像 4 4 に示される。この例では、8 つのマーカにて検査領域 3 8 を 7 層に等分して表示しているが、

実際の位置変位量測定は 1 5 層にて行い、したがって 1 4 層分の弾性特性を演算している。

図 9 において右側に示される二次元断層画像 4 5 には、検査領域 3 8 内の各部の弾性率（血管壁の半径方向の弾性率）を求めた弾性特性マップ 4 6 が重畳して示される。弾性特性マップ 4 6 の位置は二次元断層画像 4 4 における検査領域 3 8 に対応している。弾性特性マップ 4 6 が示す領域の大きさは横 1 0 . 0 mm × 縦 3 . 5 mm、各単位セルの大きさは横 0 . 4 mm × 縦 0 . 2 5 mm である。したがって、検査領域 3 8 は、1 4 行および 2 5 列に分割された単位セルからなる。

また、血管壁の円周方向の弾性率も計測する場合には血管の内径を求める必要があるため、検査領域 3 8 に血液 3 5 と血管後壁 3 6 との境界が含まれるように二次元断層画像 4 4 上において検査領域 3 8 を設定する。同様に、マーカ 3 7 を血液 3 5 と血管前壁 3 4 との境界を含むように設定する。超音波診断装置 5 0 の CPU 4 は、マーカ 3 7 および検査領域 3 8 において、B モードの輝度変化量または輝度変化率があらかじめ設定された敷地を越えた位置を血液 3 5 と血管前壁 3 4 との境界の位置および血液 3 5 と血管後壁 3 6 との境界の位置として求め、これらの位置の差から血管の内径を求める。求めた血管の内径変化はグラフ 4 1 として図 9 の下方に示されている。また、ECG 1 8 から受け取った心電図の波形 4 2 も表示する。

上述したように、弾性特性マップ 4 6 において血液 3 5 と重なる領域は黒色で表示されている。このため、血液 3 5 と血管後壁 3 6 との境界の位置が明示され、血管後壁 3 6 内の弾性率が高い部分の

位置を特定しやすくなっている。なお、図 9 において、弾性特性マップ 4 6 は、各部の弾性率の値に応じたモノクロの濃淡で示されているが、二次元断層画像 4 4 および 4 5 をモノクロ表示し、弾性特性マップ 4 6 を弾性率の値に応じた色度を用い、カラー表示を行ってもよい。

図 1 0 は、比較のために図 9 と同様にして弾性率を測定し、弾性特性マップ 4 6 の全体を弾性率の値に応じた諧調あるいは色度で表示した場合の画面を示している。図 1 0 に示すように、弾性特性マップ 4 6 において、血管後壁 3 6 に対応する領域に加えて、血液 3 5 に対応する領域も弾性率が諧調あるいは色度で表示され、血管後壁 3 6 と血液 3 5 との境界がわかりにくくなっている。このため、血管後壁 3 6 中の弾性率の特異部分を特定しにくくなっている。

また、測定の目的から、血液の弾性率は不必要である上に、血流によって反射した超音波から得られるデータは正しい弾性率を示さない。このような不要でありかつ不正確な血液部分の弾性率を表示させることは、被験者の誤解を招くおそれもある。

なお、二次元断層画像 4 4 および 4 5 は、超音波の B モード画像であるため、たとえば、3 0 フレーム／秒程度の表示速度でリアルタイムで更新することができる。これに対して、弾性特性の計算は被験者の心拍間隔で行われるため、弾性特性マップ 4 6 は被験者の心拍間隔（約 1 フレーム／秒）で更新される。このため、二次元断層画像 4 4 および 4 5 を 3 0 フレーム／秒程度の表示速度で更新しながら表示し、弾性特性マップ 4 6 を被験者の心拍間隔（約 1 フレーム／秒）で更新して表示してもよい。しかし、弾性特性マップ 4 6 と重ねられる二次元断層画像 4 5 は弾性特性マップ 4 6 と同期し

て更新したほうが、見易い画像が得られる。また、二次元断層画像 4 4 は、二次元断層画像 4 5 の弾性特性マップ 4 6 で隠れた部分を参照する目的で利用されることが多いため、二次元断層画像 4 4 も弾性特性マップ 4 6 と同期して更新したほうがより見易い画像を得ることができる。

（第 2 の実施形態）

以下、本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態を説明する。第 1 の実施形態において詳細に説明したように、本発明の超音波診断装置では、弾性率の測定に加えて、ドプラ法を用いた流体部分の特定および B モード画像の取得を行う。第 1 の実施形態では、これらの目的のために共通に用いられる駆動パルスを超音波送受信部 3 および遅延時間制御部 5 によって制御していた。しかし、弾性率の測定、ドプラ法による流体部分の特定および B モード画像の取得は、受信した超音波反射にそれぞれ異なる信号処理を施すことにより達成され、最適な結果を得るための駆動パルスおよび走査方法は必ずしも一致しない。このため、本実施形態では、それぞれの計測に最適な駆動パルスおよび走査方法を用いる。

図 1 1 に示すように超音波診断装置 5 1 は、第 1 の実施形態の超音波送受信部 3、遅延時間制御部 5、位相検波部 6、流体判定部 9 および演算部 1 0' に換えて超音波送受信部 3'、遅延時間制御部 5'、位相検波部 6'、流体判定部 9' および演算部 1 0' を備えている。また、スイッチ部 7 3 a および 7 3 b を備えている。

図 1 2 は、超音波送受信部 3' の駆動回路から出力される駆動パルス群 6 7 を模式的に示している。図 1 2 に示すように、駆動回路から出力される駆動パルス群 6 7 は、駆動パルス 6 7 a、6 7 b お

よび 6 7 c を含んでいる。それぞれの駆動パルス 6 7 a - 6 7 c は  
実際には複数のパルスを含むバースト波である。駆動パルス 6 7 a  
は B モード画像を得るために最適化されている。同様に、駆動パ  
ルス 6 7 b および駆動パルス 6 7 c は、弾性率の計測およびドプラ法  
5 による流体部分の特定を行うことができるようそれぞれ最適化され  
ている。最適化されるパラメータとしては、遅延時間およびパルス  
数などがある。

本実施形態では、駆動パルス 6 7 a、6 7 b、6 7 c の時系列順  
でこれらの駆動パルスが送信され、駆動パルス群 6 7 c を構成して  
10 いるが、駆動パルスの順序はこれに限られない。たとえば、弾性率  
の計測を行うために最適化された駆動パルスを最初に送信してもよ  
い。

また、図 1 2 では、駆動パルス群 6 7 が 2 つ示されているが、実  
施の計測では、駆動パルス群 6 7 を繰り返して送信することにより、  
15 それぞれの駆動パルス群 6 7 に含まれる各駆動パルス 6 7 a、6 7  
b、6 7 c が、それぞれ B モード画像の生成、弾性率の計測および  
流体部分の位置情報の特定に用いられる。このため、駆動パルス群  
6 7 における各駆動パルス 6 7 a、6 7 b、6 7 c のタイミングは  
それぞれの計測に要求される位相差に応じて変化してもよい。超音  
20 波送受信部 3' および遅延時間制御部 5' はこれらの駆動パルスを  
含む駆動パルス群 6 7 がそれぞれ最適な走査方法となるよう位相が  
調整されて繰り返し送受信する。

各駆動パルス群 6 7 の駆動パルス 6 7 a - 6 7 c が測定対象物に  
おいて反射し、得られた超音波反射波はそれぞれ異なる信号処理を  
25 施す必要がある。このため CPU 4 は、スイッチ部 7 3 a および 7

3 bを用いて超音波反射波による信号処理経路を制御する。具体的には、駆動パルス 6 7 a による超音波反射波を超音波送受信部 3 ' が受信した場合には遅延時間制御部 5 ' から出力される超音波反射信号はスイッチ部 7 3 a の切り換えによって検波部 1 2 へ入力される。そして利得制御部 1 3 において検波した信号を対数増幅し画像データ生成部 7 2 へ出力する。

一方、駆動パルス 6 7 b および駆動パルス 6 7 c による超音波反射波を超音波送受信部 3 ' がそれぞれ受信した場合には、遅延時間制御部 5 ' から出力される超音波反射信号がスイッチ部 7 3 a の切り換えによって位相検波部 6 ' へ出力される。位相検波部 6 ' は第 1 の実施形態で説明したように超音波反射信号を位相検波し、実部信号と虚部信号とに分離する。得られた信号が駆動パルス 6 7 b によるものである場合には、スイッチ部 7 3 b によって実部信号および虚部信号を演算部 1 0 ' へ出力する。

演算部 1 0 ' は、受け取った実部信号および虚部信号を用いて測定対象物の各位置における運動速度、位置変位量、伸縮量および弾性率を順に求める。得られたデータは画像データ生成部 7 2 へ送られる。

また、位相検波部 6 ' において得られた実部信号および虚部信号が駆動パルス 6 7 c によるものである場合には、スイッチ部 7 3 b によって実部信号および虚部信号を流体判定部 9 ' へ出力する。流体判定部 9 ' はハイパスフィルタ 7 4 を含んでおり、実部信号および虚部信号からドプラシフトが小さい信号成分を除去する。そして、ドプラシフトが大きい信号成分を用い流体部分の判定を行う。求めた流体部分の位置情報は画像データ生成部 7 2 へ出力される。

画像データ生成部 7 2 は、演算部 1 0' から受け取る伸縮量および/または弾性率のデータと、流体判定部 9' から受け取る流体部分の位置情報とを用いて、伸縮量および/または弾性率の二次元マッピングデータを作成する。このとき、二次元マッピングデータ中の流体部分に位置するデータは、流体判定部 9 から得られる画像の流体部分の位置情報を利用して、時間の経過によっても変化しない所定の彩色で表示されるようにする。また、画像データ生成部 7 2 は、利得制御部 1 3 から得られる信号に基づき、B モード画像のデータを生成する。得られた B モード画像のデータと伸縮量および/または弾性率の二次元マッピングデータとを合成し、モニタ 1 6 に表示する。画像データ生成部 7 2 におけるこれらのデータの具体的な生成方法は第 1 の実施と同様である。

なお、駆動パルス 6 7 a - 6 7 c は、厳密には同時刻に送信されてはいない。このため、弾性率、流体部分の位置および B モード画像は駆動パルス 6 7 a - 6 7 c の間隔に対応する時間で遅れて取得される。しかし、駆動パルス 6 7 a - 6 7 c の間隔は短く、その時間において測定対象物が移動する移動量は無視しうる程度に小さい。このため、弾性率、流体部分の位置および B モード画像は実質的に同時刻に取得したとみなすことができ、モニタに表示される弾性率の二次元マップと B モード画像とで人間が知覚できるほどのずれは生じない。

本実施形態によれば、弾性率の測定、ドプラ法による流体部分の特定および B モード画像の取得は、それぞれの測定に最適な駆動パルスや走査方法を用いて行われる。このため、より正確な弾性率および流体部分の位置情報と精細な B モード画像とを得ることができ

る。その結果、測定対象物を示す画像がより見やすくなり、測定対象物中の伸縮率や弾性率の特異部分を正確に特定することが容易となる。

本実施形態では、弾性率の測定、ドプラ法による流体部分の特定  
5 およびBモード画像の取得のためにそれぞれ適した3種類の駆動パルスを用いているが、精度が求められる計測にのみ専用の駆動パルスを用い、他の計測には1種類の駆動パルスを共通に用いてもよい。たとえば、ドプラ法による流体部分の特定およびBモード画像の取得に共通の用いられる駆動パルスと弾性率の測定に用いる駆動パルスとの2種類からなる駆動パルス群を用いて計測をおこなってもよい。  
10

以上、第1および第2の実施形態では、生体を測定対象物として用い、本発明の超音波装置および超音波計測方法を説明したが、測定対象物は生体以外の物体であってもよい。たとえば、壁内の配管  
15 の機械振動測定などに用いることができる。このような場合においても、配管内を移動する流体部分の伸縮量や弾性率を表示することなく配管部分のみの伸縮量や弾性率を表示することができるため、配管の診断あるいは検査を容易に行うことができる。

## 20 産業上の利用可能性

本発明の超音波診断装置およびその制御方法によれば、流体部分を測定対象物が含んでいても、流体部分に隣接した領域のみの伸縮量や弾性率を見やすく画像表示することができる。このため、計測中の装置の操作性を高めることができ、また、測定対象物中の伸縮  
25 率や弾性率の特異部分を発見することが容易となる。

本発明の超音波診断装置およびその制御方法は、生体組織の弾性率を診断するのに適している。また、壁内の配管の診断あるいは検査にも適している。

## 請 求 の 範 囲

1. 流体が移動している流体部分を含む測定対象物へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する超音波プローブ駆動部と、

5 前記超音波送信波が前記測定対象物において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅する受信部と、

前記超音波反射波を位相検波する位相検波部と、

10 前記測定対象物の複数の測定対象位置における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求め、前記運動速度から、前記測定対象物の各測定対象位置間における伸縮量および／または弾性率を求める演算部と、

前記位相検波された信号に基づいて、前記測定対象物中における流体部分を判定する流体判定部と、

15 前記流体判定部が判定した情報を用い、前記流体部分以外の領域において前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を2次元で画像表示するための画像データを生成する画像データ生成部と、  
を備える超音波診断装置。

20 2. 前記流体判定部は、ドプラ法によって前記流体部分を判定する請求項1に記載の超音波診断装置。

25 3. 前記位相検波された信号を所定の値よりも高い周波数成分および前記所定の値以下の周波数成分に分離し、分離した周波数成分の信号を選択的に前記流体判定部および前記演算部へ入力するフ

ィルタ部をさらに備える請求項 2 に記載の超音波診断装置。

4. 前記超音波プローブ駆動部は、前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を求めるのに適した第 1 の駆動パルスと、前記  
5 ドプラ法により流体部分を判定するのに適した第 2 の駆動パルスとを生成し、

前記演算部は前記第 1 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記伸縮量および／または弾性率を求め、

10 前記流体判定部は、前記第 2 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記流体部分を判定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

15 5. 前記画像データ生成部は、前記各測定対象位置間における伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第 1 の画像と、前記流体部分を所定の色で表示し、前記流体部分以外の領域を無色透明で表示した第 2 の画像とを合成した画像データを生成する請求項 1、2 または 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

6. 前記画像データ生成部は、前記流体部分に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率を所定の色または無色透明で示し、前記流体部分以外の領域に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示  
25 を用いて二次元マッピングした第 3 の画像を含む画像データを生成

する請求項 1, 2, または 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

7. 前記超音波反射波を包絡線検波する包絡線検波部と、包絡線検波された信号を対数増幅する増幅部とをさらに備え、前記画像データ生成部は、前記増幅部から得られる信号によって生成した B モード画像を前記第 1 および第 2 の画像または前記第 3 の画像と合成した画像データを生成する請求項 5 または 6 に記載の超音波診断装置。

8. 前記超音波プローブ駆動部は、B モード画像を生成するのに適した第 3 の駆動パルスをさらに生成し、

前記包絡線検波部は、前記第 3 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を包絡線検波する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

9. 前記画像データ生成部が出力する画像データに基づいて画像を表示する表示部をさらに備える請求項 1 から 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10. 超音波を送受信する送受信部と、受信した超音波を位相検波する位相検波部と、位相検波した超音波に基づいて伸縮量および／または弾性率を計算する演算部とを備えた超音波診断装置の制御方法であって、

流体が移動している流体部分を含む測定対象物へ超音波を送信し、前記超音波が前記測定対象物において反射することにより得られる超音波反射波を受信するステップ (A) と、

前記超音波反射波を位相検波するステップ（Ｂ）と、

前記測定対象物の複数の測定対象位置における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求め、前記運動速度から、前記測定対象物の各測定対象位置間における伸縮量および／または弾性率を求めるステップ（Ｃ）と、

前記位相検波された信号に基づいて、前記測定対象物中における流体部分を判定するステップ（Ｄ）と、

前記流体判定部が判定した情報を用い、前記流体部分以外の領域において前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を２次元で画像表示するための画像データを生成するステップ（Ｅ）と、  
を包含する超音波診断装置の制御方法。

１１． 前記ステップ（Ｄ）においてドプラ法により前記流体部分を判定する請求項１０に記載の超音波診断装置の制御方法。

１２． 前記位相検波された信号から所定の値よりも高い周波数成分および前記所定の値以下の周波数成分を分離するステップ（Ｆ）をさらに包含し、  
前記ステップ（Ｃ）を、前記分離された周波数成分の信号に基づいて実行する請求項１１に記載の超音波診断装置の制御方法。

１３． 前記ステップ（Ａ）において、前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を求めるのに適した第１の駆動パルスと、前記ドプラ法により流体部分を判定するのに適した第２の駆動パルスとを前記測定対象物へ送信し、

前記ステップ（C）において、前記第 1 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記伸縮量および／または弾性率を求め、

5 前記ステップ（D）において、前記第 2 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記流体部分を判定する請求項 1 1 に記載の超音波診断装置の制御方法。

10 1 4. 前記ステップ（E）は、前記伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第 1 の画像と、前記流体部分を所定の色彩で表示し、前記流体部分以外の領域を無色透明で表示した第 2 の画像とを合成した画像データを生成する請求項 1 0、1 1、または 1 3 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

15 1 5. 前記ステップ（E）は、前記流体部分に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率を所定の色彩または無色透明で示し、前記流体部分以外の領域に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第 3 の画像を含む画像データを生成する請求項 1 0、1 1、または 1 3 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

20 1 6. 前記超音波反射波を包絡線検波し、包絡線検波された信号を対数増幅するステップ（G）をさらに包含し、前記ステップ（E）は、前記対数増幅された信号による B モード画像と、前記第

1 および第 2 の画像または前記第 3 の画像とを合成した画像データを生成する請求項 1 4 または 1 5 に記載の超音波診断装置の制御方法。

5        1 7.    前記ステップ（A）において、B モード画像を生成するのに適した第 3 の駆動パルスをさらに生成し、

前記ステップ（G）において、前記第 3 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を包絡線検波する請求項 1 6 に記載の超音波診断装置の制御方法。

図1

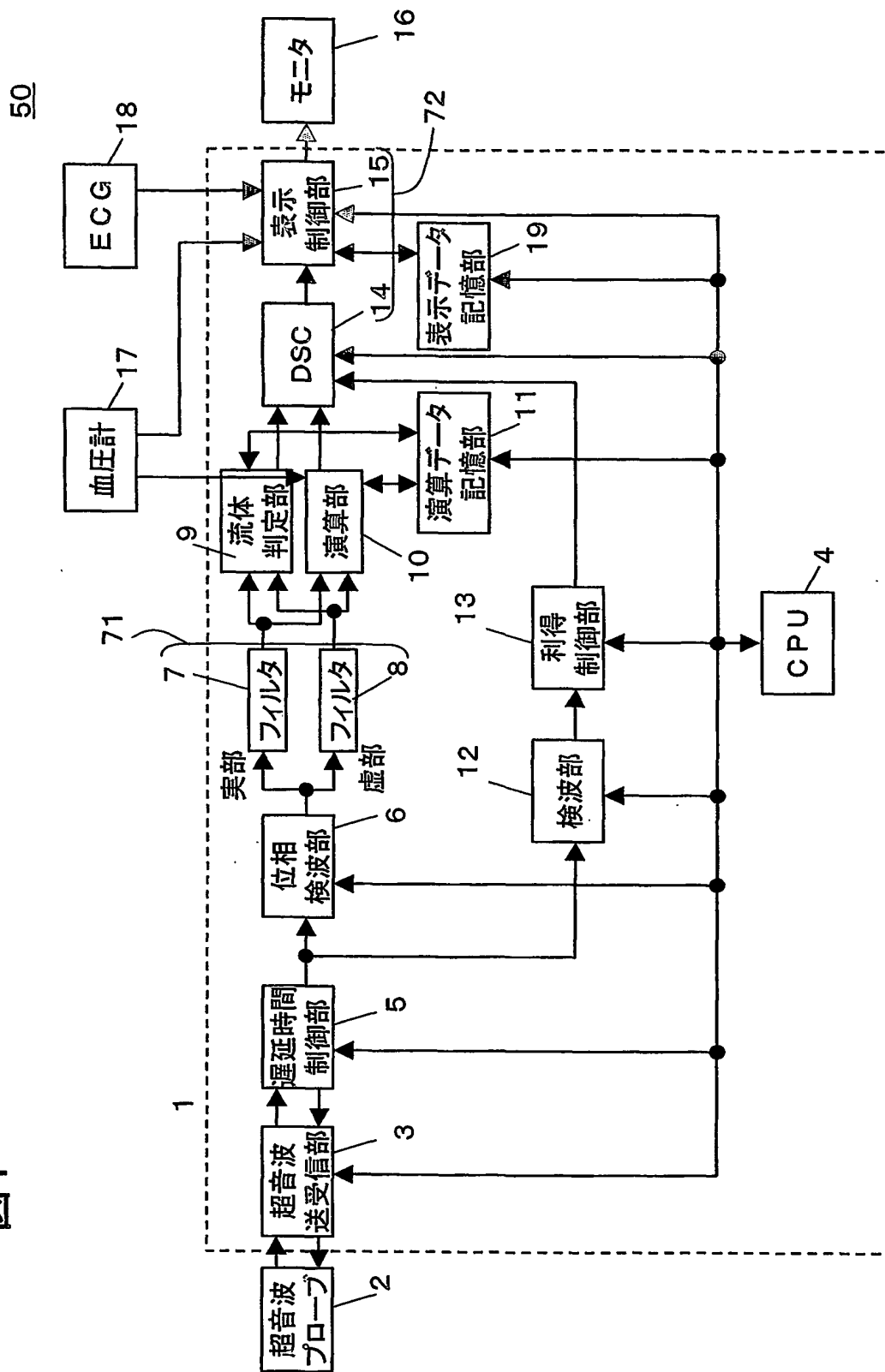


図2

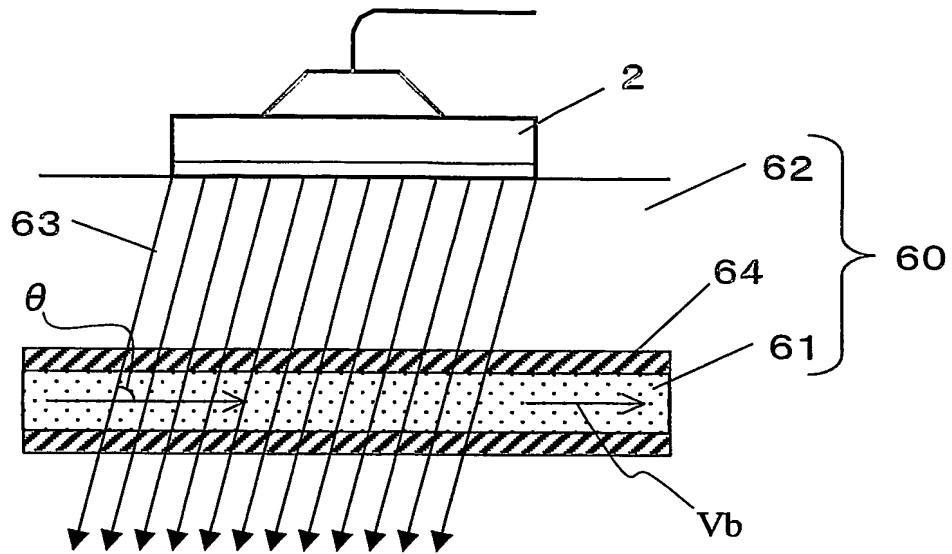


図3

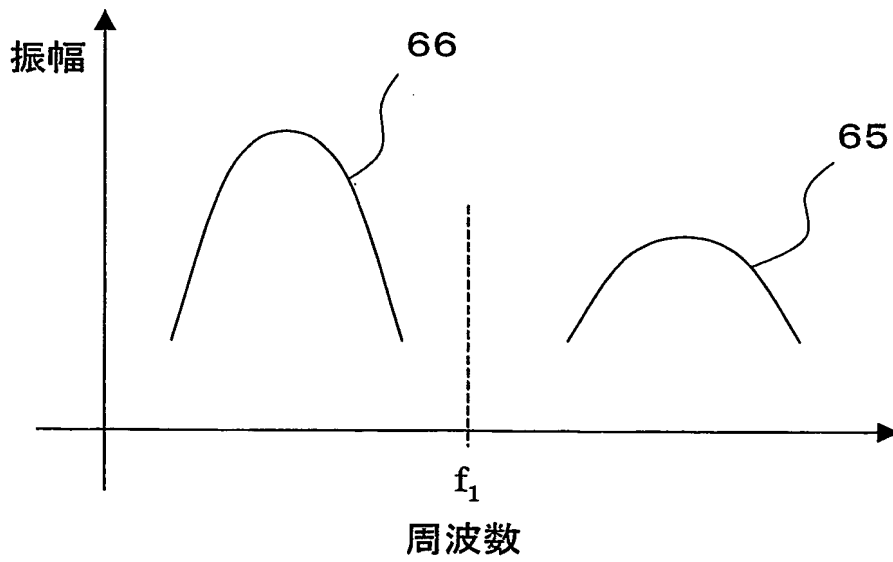


図4

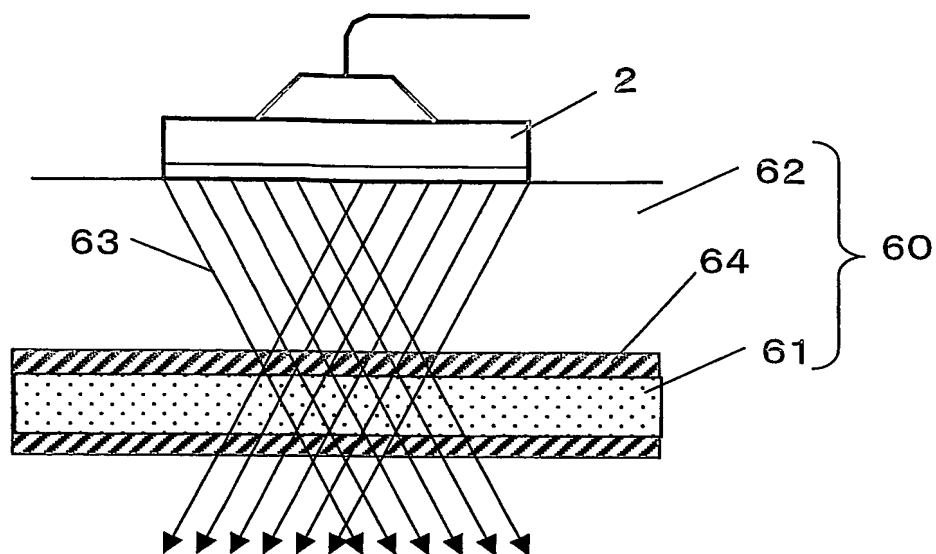


図5

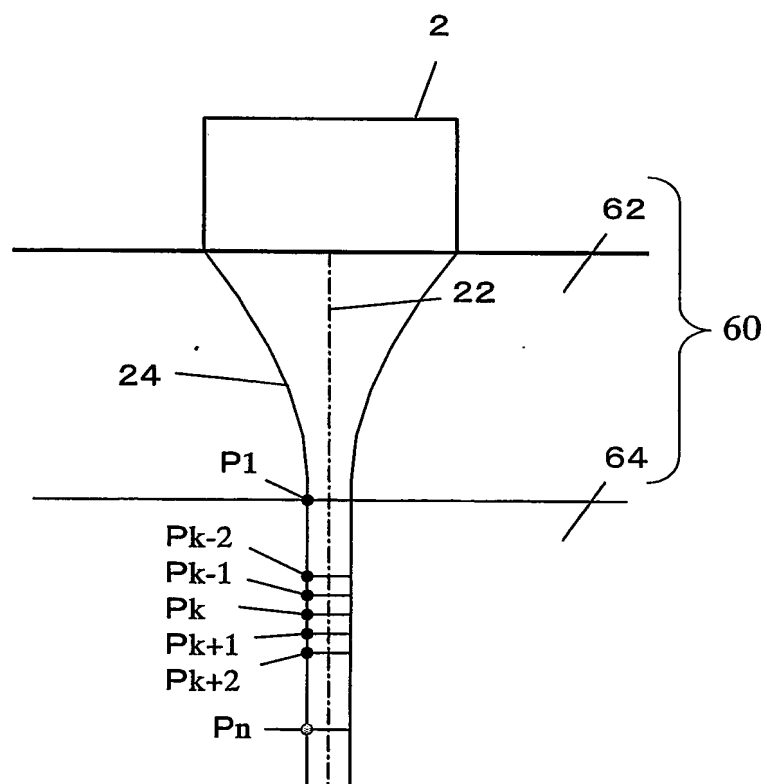


図6

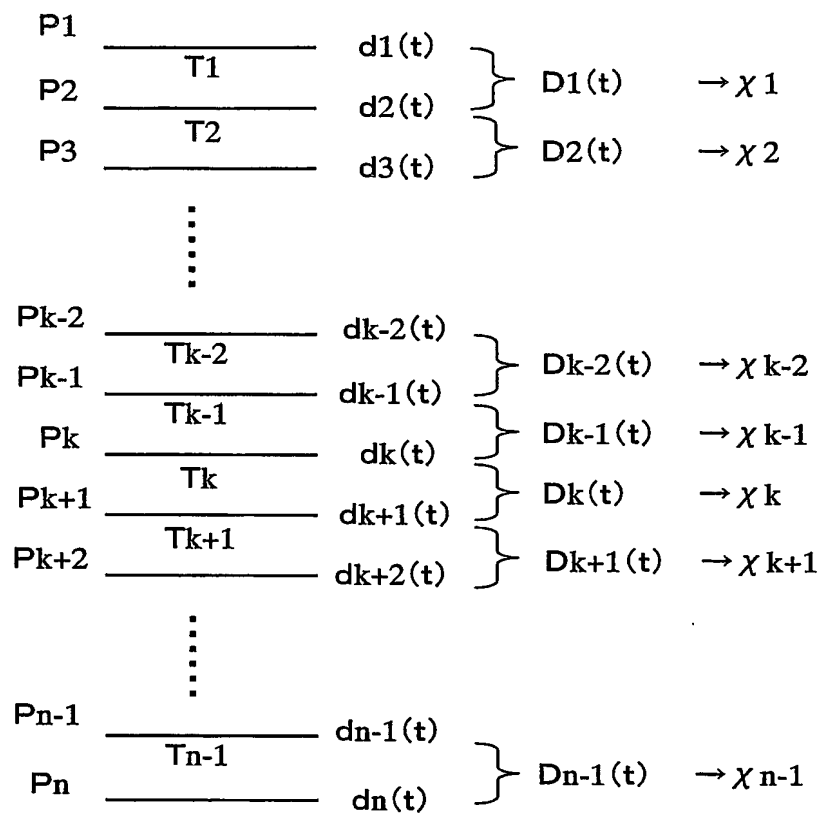


図7

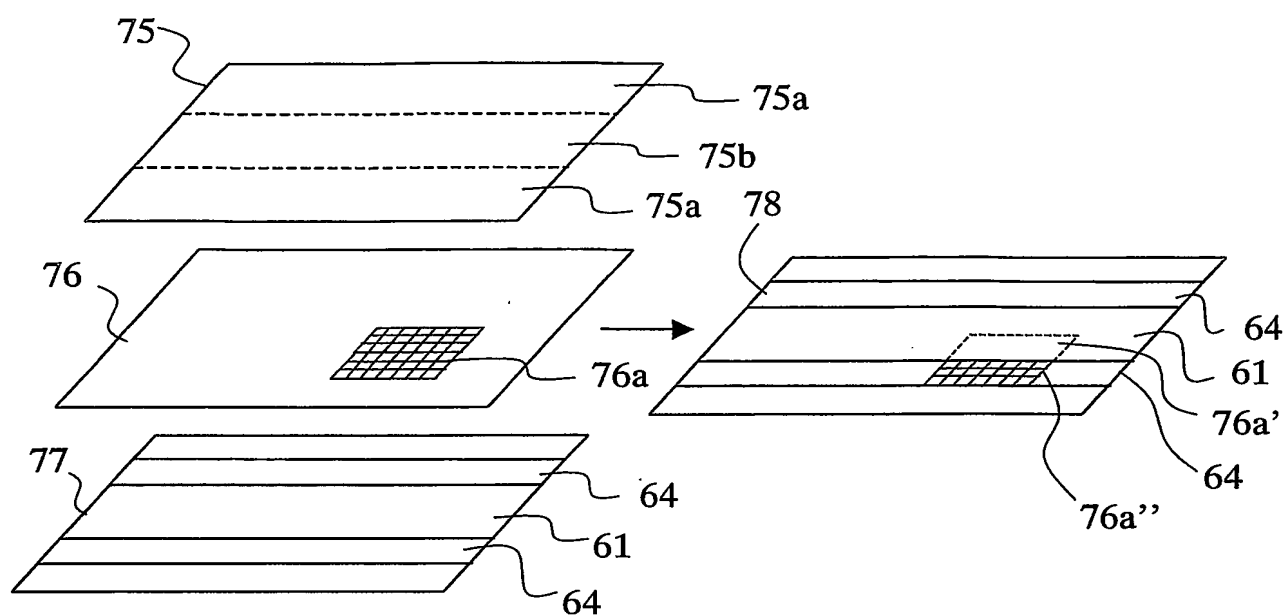


図8

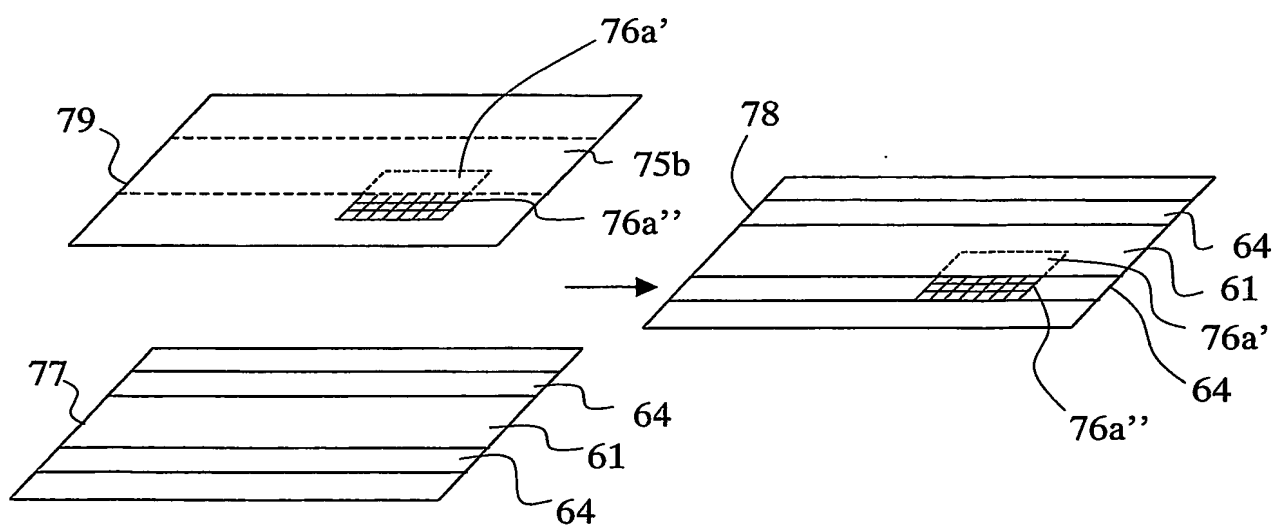


図9

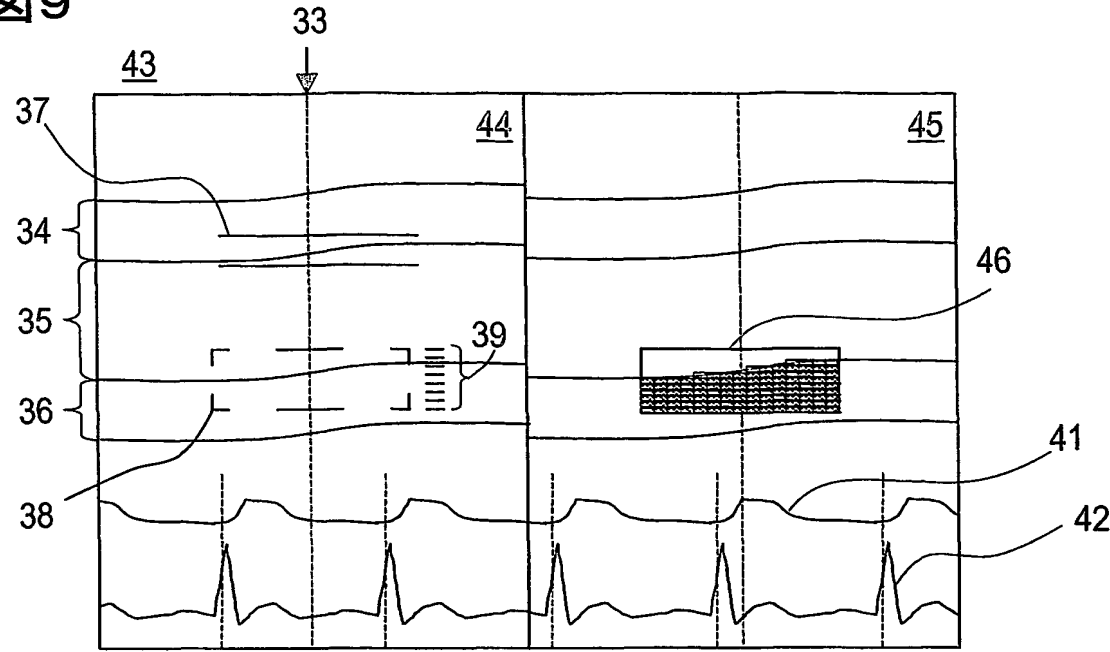


図10

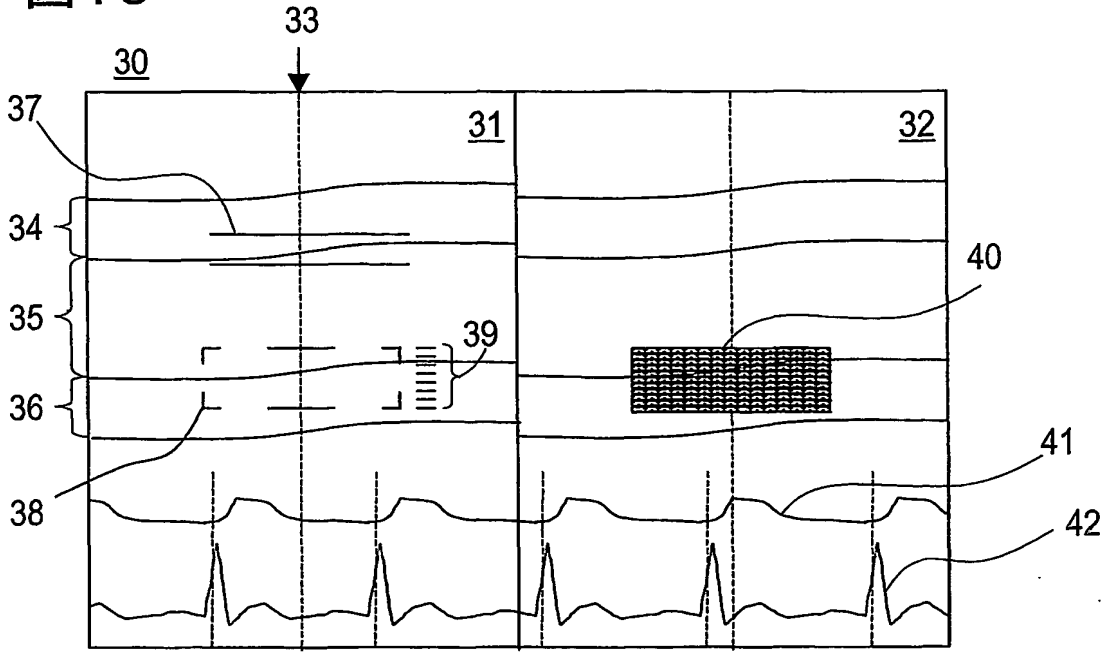


図11

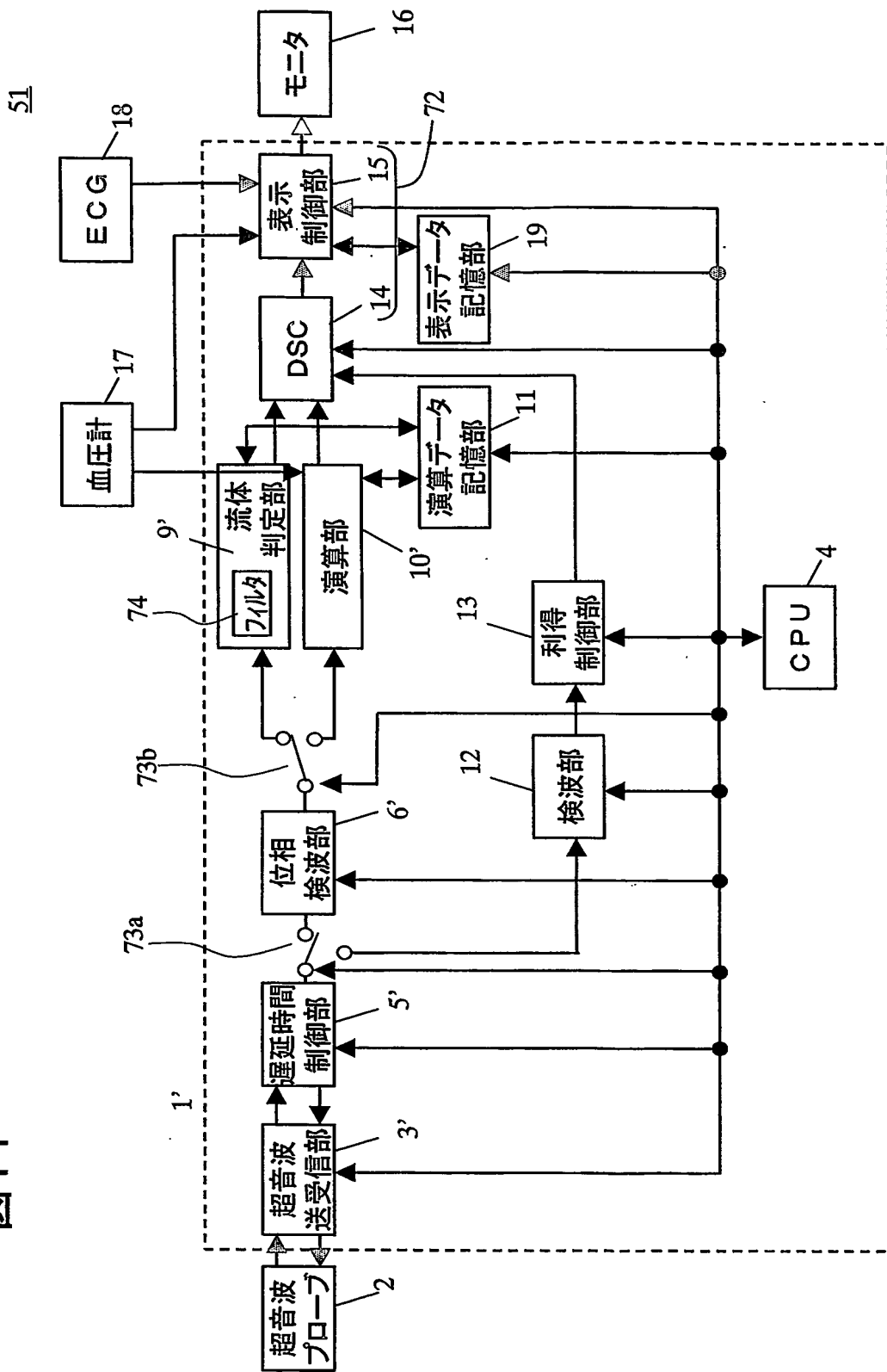
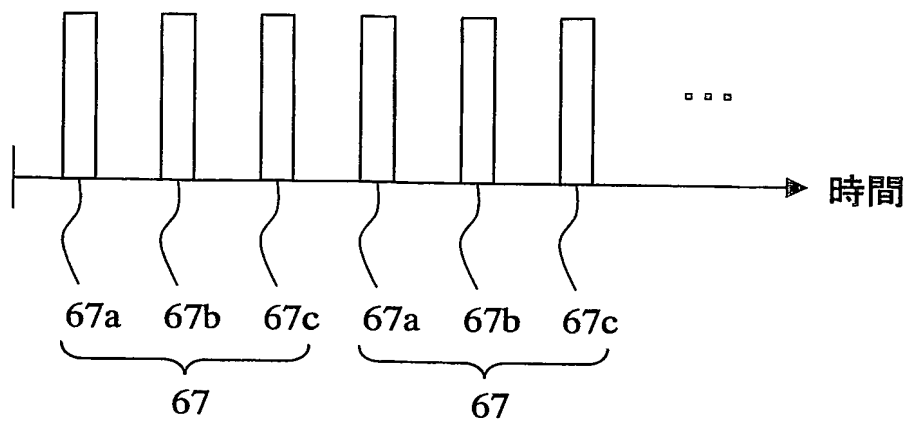


図12



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/002667

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2000-229078 A (Japan Science and Technology Corp.), 22 August, 2000 (22.08.00), Column 7, line 8 to column 8, line 19; Figs. 1, 2 (Family: none)	1-4, 6-13, 15-17
Y	JP 9-51896 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 25 February, 1997 (25.02.97), Column 8, lines 25 to 48 (Family: none)	1-4, 6-13, 15-17
Y	JP 2001-70305 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 21 March, 2001 (21.03.01), Column 4, lines 14 to 17 (Family: none)	3, 12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
15 April, 2004 (15.04.04)Date of mailing of the international search report  
11 May, 2004 (11.05.04)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/002667

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 11-89846 A (Aloka Co., Ltd.), 06 April, 1999 (06.04.99), Column 1, line 49 to column 2, line 12 (Family: none)	4, 8, 13, 17
A	JP 2001-292995 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 23 October, 2001 (23.10.01), Column 4, line 34 to column 6, line 18; Figs. 1 to 6 (Family: none)	1-17

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B8/08

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2000-229078 A (科学技術振興事業団) 2000.08.22 第7欄第8行目-第8欄第19行目、図1, 2 (ファミリーなし)	1-4, 6-13, 15-17
Y	JP 9-51896 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1997.02.25 第8欄第25-48行目 (ファミリーなし)	1-4, 6-13, 15-17

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

15.04.2004

国際調査報告の発送日

11.5.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

右高 孝幸

2W

9808

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

## C (続き). 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2001-70305 A (松下電器産業株式会社) 2001. 03. 21 第4欄第14-17行目 (ファミリーなし)	3, 12
Y	JP 11-89846 A (アロカ株式会社) 1999. 04. 06 第1欄第49行目-第2欄第12行目 (ファミリーなし)	4, 8, 13, 17
A	JP 2001-292995 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 2001. 10. 23 第4欄第34行目-第6欄第18行目、図1-6 (ファミリーなし)	1-17

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**